

2016 年度 科学技術共同研究センター 研究プロジェクト実績報告書

課 題	薄膜デバイスを用いた完全埋込型の人工網膜
研究組織	木村 睦 (理工学部・教授) 研究代表者 石崎 俊雄 (理工学部・教授) 太田 淳 (奈良先端科学技術大学院大学・物質創成科学研究科・教授) 寺澤 靖雄 (ニデック・人工視覚研究所・主任技師)
研究期間	次のいずれかを記入のこと<1年研究 <input type="checkbox"/> 2年研究の1年目 <input checked="" type="checkbox"/> 2年研究の2年目 <input type="checkbox"/>

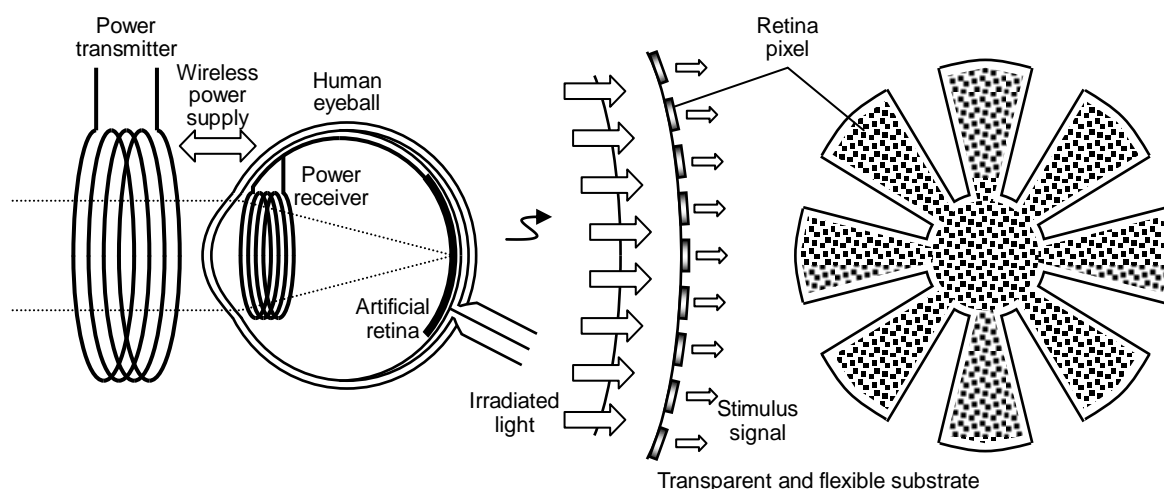
1. 2016 年度の研究計画

人工網膜は、網膜色素変性症や加齢黄斑変性症といった視覚障害患者の眼球に埋植し、失われた視細胞の代替として照射光を電気刺激に変換する電子デバイスであり、これらの視覚障害患者が光を取り戻す手段として期待されている。従来は、体外カメラと刺激電極の組み合わせ¹⁾や、積層 Si チップ²⁾などによる研究開発が進められてきたが、体外カメラでは、眼球の方向と画像の範囲が一致しないことや、体外カメラから刺激電極への有線または無線の信号伝送システムが必要となること、積層 Si チップでは、デバイス材料の生体適合性や、不可曲であるため眼球曲面に接触させることによる広視野化といった観点からは課題があった。

薄膜デバイスは、液晶ディスプレイ(LCD)や有機 EL ディスプレイ(OLED)といったフラットパネルディスプレイ(FPD)や薄膜太陽電池などに広く使われている。低温作製可能であることから、耐熱温度の低いガラスやプラスチックや高分子フィルムなどの透明で可曲な基板に形成可能である。

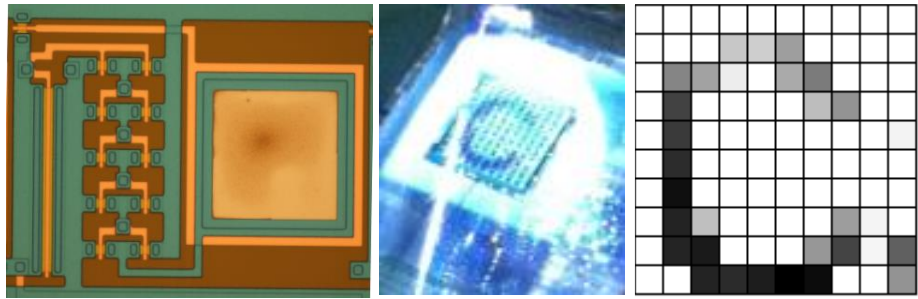
我々は、薄膜デバイスを用いた完全埋込型の人工網膜について、研究開発をすすめている³⁾。透明な基板に形成できることで、眼球の後面の網膜の表面に埋植し、基板の裏面への照射光は基板を透過して基板の表面の薄膜デバイスに到達し、照射光を電気刺激に変換して網膜に直接に伝送することが可能となり、体外カメラが不要となり、眼球の方向と画像の範囲が一致するようになる。また、可曲な基板に形成できることで、眼球曲面に広範囲に接触させることが可能となり、広視野化が実現できる。

我々は、これまで、薄膜デバイスを用いた人工網膜のチップを試作し、実験室環境にて、その正常な動作を確認してきた。本研究プロジェクトでは、研究開発の最終段階(の手前)として、無線電力伝送および In Virto(生理食塩水内)での動作の確認を目指す。



照射光は透明な基板を透過して薄膜デバイスに到達し、電気刺激に変換して網膜に直接に伝送することが可能
→ 体外カメラが不要・眼球の方向と画像の範囲が一致
可曲で花卉状の基板に形成し、眼球曲面に広範囲に接触 → 広視野化が実現

薄膜デバイスを用いた完全埋込型の人工網膜のコンセプト



光のパターンのCを電気信号のパターンでCと認識

実験室環境での動作確認

- 1) T. Tokuda, J. Ohta, IEEE Trans. Electron Devices 56, 2577, 2009
- 2) K. Komiya, M. Koyanagi, Jpn. J. Appl. Phys. 47, 3244, 2008
- 3) M. Kimura, J. SID 16, 661, 2008

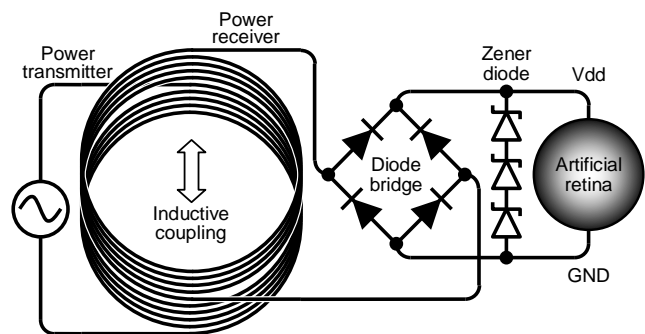
2. 研究実績の概要(研究経過と成果)

薄膜デバイスを用いた人工網膜の、無線電力伝送および In Virto での動作の確認を行った。

[無線電力伝送]⁴⁻⁶⁾

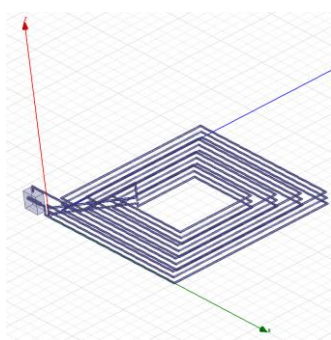
電力送信器は眼鏡に設置することを想定し、電力受信器は人工網膜のチップのうえに作製する。薄膜トランジスタを用いたダイオードブリッジで整流し、ツェナーダイオードで定圧化し、人工網膜へ電力供給する。

まず、石崎俊雄教授と共同で、電磁界シミュレータを用いて、電力送信器の設計と共振周波数などの作動条件を見積もった。そして、実際に、電力送信器を作製し、電力送信器から電力受信器への無線電力伝送の実験を行った。共振周波数は 170MHz 程度で、14.1%の伝送効率が得られた。さらに、人工網膜の電源電圧として、交流成分は含むものの、5V 程度の十分な供給電圧が得られた。



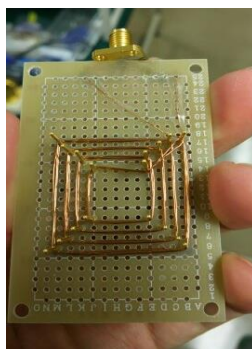
薄膜トランジスタを用いたダイオードブリッジで整流
ツェナーダイオードで定圧化

無線電力伝送システム

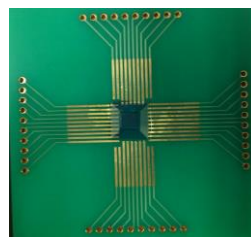


電磁界シミュレータ

電力送信器

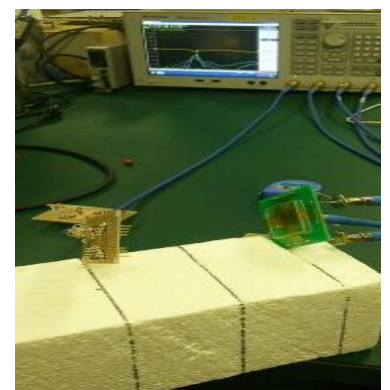


実際に作製

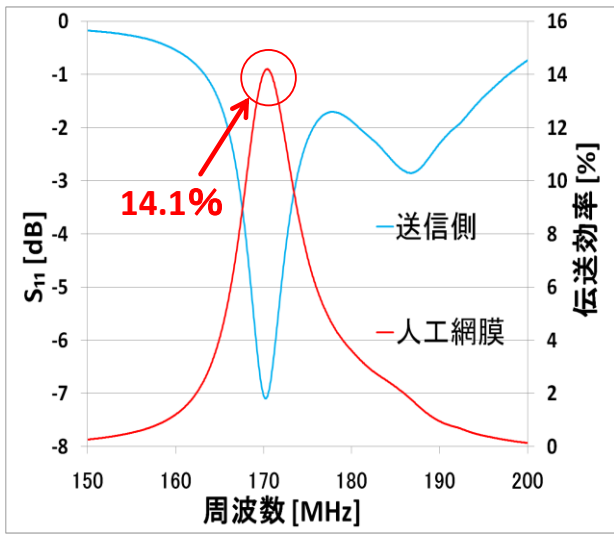


人工網膜の
チップのうえに作製

電力受信器

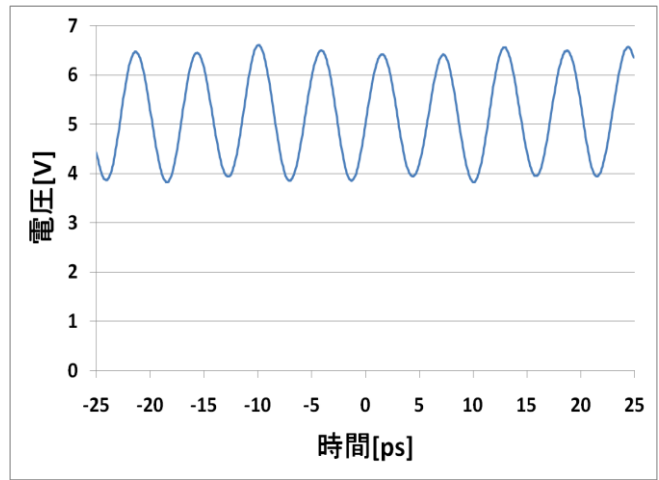


無線電力伝送の実験



共振周波数は170MHz程度で、14.1%の伝送効率

伝送効率



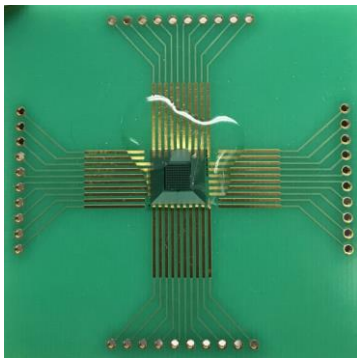
交流成分は含むものの、5V程度の十分な供給電圧

供給電圧

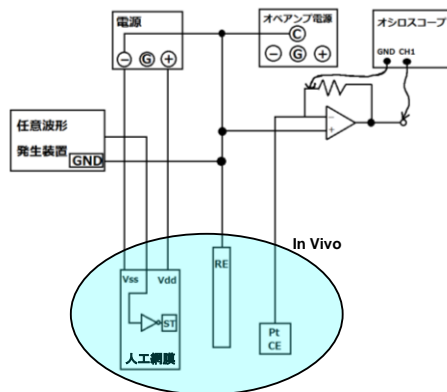
- 4) Y. Yamamoto, T. Ishizaki, M. Kimura, IMFEDK 2016, 50, 2016
- 5) 山本 友稀, 木村 睦, 電子情報通信学会, EID2016-16, 31, 2016
- 6) K. Misawa, Mutsumi Kimura, IMFEDK 2017, 2017, to be published

[In Vitro]⁷⁻¹⁰⁾

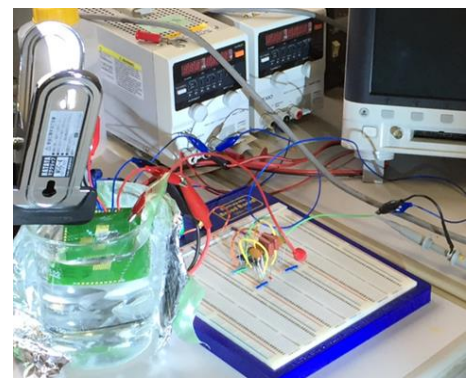
人工網膜のチップの端子をワイヤボンディングで外部に取出し、端子の露出部やボンディングワイヤはエポキシ樹脂で封止する。電圧印加のための引出配線や、対向電極としての Pt 板を接続する。リン酸緩衝生理食塩水 (PBS) に浸け、電圧を印加し、光を照射し、対向電極の電流信号を観察する。電流信号は微小であるので、高インピーダンス電流電圧変換器 (ポテンシオスタット) を作製して測定する。



人工網膜のチップをエポキシ樹脂で封止

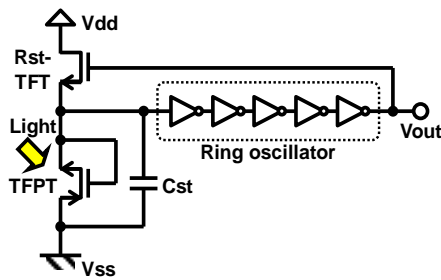


実験系の回路構成
In Vitro の実験

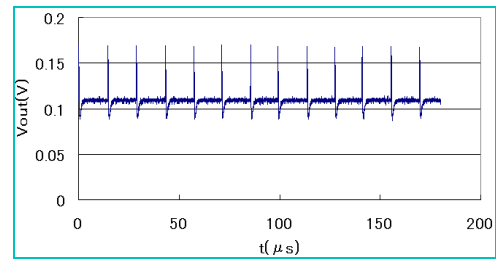


実際の実験の様子

なお、この人工網膜の画素回路は下図のとおりであり、一種の発振回路で、光照射により発振周波数が増加する。In Vitro ではない実験室環境では既に正常な動作を確認している。

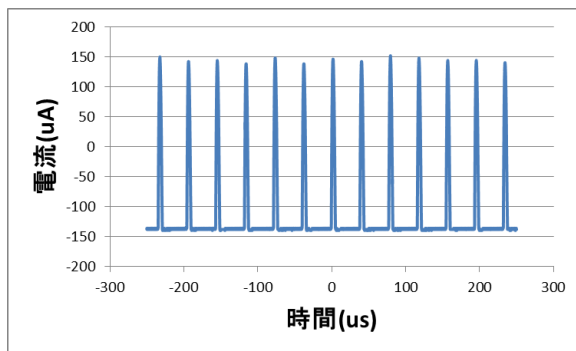


人工網膜の画素回路



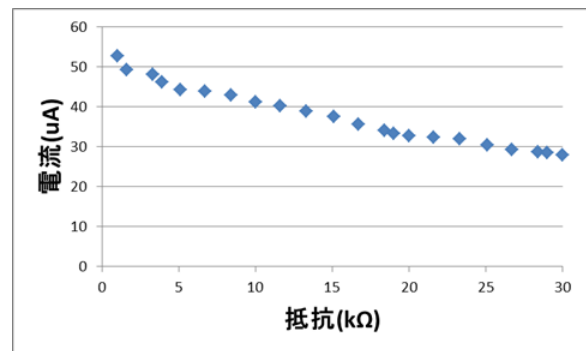
実験室環境での正常な動作

In Vitro でも、次左図で示すとおり、 $150\mu\text{A}$ という生体神経の細胞刺激に十分な電流値で、安定した発振波形がみられた。なお、実験室環境では電圧信号であったが、一般に生体神経の細胞刺激は電流信号であるため、ここでは電流信号を測定している。また、光照射することで発振周波数が変化することも確認した。さらに、生体埋植するときの生体組織の抵抗成分の変化に対応するかを評価するため、対向電極のあとに負荷抵抗を挿入したときの、電流信号の負荷抵抗依存性を調べた。人工網膜の回路設計が少し異なるため、電流値が少し異なるが、負荷抵抗が増加してもやはり十分な電流値が得られることがわかった。ただし、画素回路の最終段のトランジスタが線形領域で動作しているため、負荷抵抗の増加とともに徐々に電流値は減少しているが、これはこのトランジスタを飽和領域で動作させることで改善できると考えられる。これらの結果は、我々の人工網膜が、生体網膜を刺激するために十分な性能を持つことを示している。



$150\mu\text{A}$ の十分な電流値で安定した発振波形

出力波形



負荷抵抗が増加しても十分な電流値

負荷抵抗依存性

- 7) K. Tomioka, M. Kimura, IMFEDK 2016, 42, 2016
- 8) 富岡 圭佑, 木村 睦, 電子情報通信学会, EID2016-15, 27, 2016
- 9) K. Miyake, M. Kimura, IMFEDK 2017, 2017, to be published
- 10) K. Tomioka, Mutsumi Kimura, AM-FPD '17, 2017, to be published

[無線電力伝送 + In Vitro]

現在は、無線電力伝送かつ In Vitro の実験を行っている。既にある程度の結果が得られているが、電流信号が不安定であるため、素子構造・回路構成・駆動条件などの最適化をすすめ、安定な電流信号を得ることを目指す。そのあと、2年目の最終目標である In Vivo 実験へとすすめる予定である。

[まとめ]

無線電力伝送として、電力送信器から人工網膜の電力受信器へ、共振周波数は170MHz程度で、14.1%の伝送効率が得られた。さらに、人工網膜の電源電圧として、交流成分は含むものの、5V程度の十分な供給電圧が得られた。

In Vitro として、 $150\mu\text{A}$ という生体神経の細胞刺激に十分な電流値で、安定した発振波形がみられた。さらに、生体埋植するときの生体組織の抵抗成分の変化に対応するかを評価するため、電流信

号の負荷抵抗依存性を調べたところ、負荷抵抗が増加してもやはり十分な電流値が得られることがわかった。

これらの結果は、我々の人工網膜が、生体網膜を刺激するために十分な性能を持つことを示している。現在は、無線電力伝送かつIn Vitroの実験を行っている。そのあと、2年目の最終目標であるIn Vivo 実験へとすすめる予定である。

なお、研究発表としては、それぞれ個別の成果を適時に発表すると同時に、対外的に認められた成果として招待講演での発表も行うことができる。^{11,12)}

11) [招待講演] 木村 睦, SICE ライフエンジニアリング部門シンポジウム(第 31 回生体・生理工学シンポジウム), LE 2016, 172, 2016

12) [招待講演] M. Kimura, IDMC '17, 2017, to be published

3. 研究発表

- (1) Keisuke Tomioka, Shota Haruki, Tokiyoshi Matsuda, and Mutsumi Kimura
Stimulus Performance of Poly-Si Thin-Film Transistor in in-vitro Experiment for Artificial Retinas
IMFEDK 2016, pp. 42-43, June 2016
- (2) Yuki Yamamoto, Toshio Ishizaki, Tokiyoshi Matsuda, and Mutsumi Kimura
Wireless Power Supply to Artificial Retina using Poly-Si Thin-Film Transistor
IMFEDK 2016, pp. 50-51, June 2016
- (3) 富岡 圭佑, 三宅 康平, 松田 時宜, 木村 睦
薄膜生体刺激デバイスの in-vitro 実験
電子情報通信学会, EID2016-15, pp. 27-30, 2016 年 12 月
- (4) 山本 友稀, 三澤 慶悟, 松田 時宜, 木村 睦
薄膜コイルを用いたワイヤレス電力伝送
電子情報通信学会, EID2016-16, pp. 31-35, 2016 年 12 月
- (5) [招待講演] 木村 睦, 松田 時宜
薄膜デバイスの生体インターフェイスへの応用 - 完全埋込型人工網膜を目指した研究開発と超コンパクト低消費電力の脳型集積システム -
SICE ライフエンジニアリング部門シンポジウム (第 31 回生体・生理工学シンポジウム), LE 2016, pp. 172-175, 2016 年 11 月
- (6) Kohei Miyake, Keisuke Tomioka, and Mutsumi Kimura
Evaluation of Thin-Film Biostimulating Device using Thin-Film Transistors
IMFEDK 2017, June 2017, to be published
- (7) Keigo Misawa, Yuki Yamamoto, and Mutsumi Kimura
Wireless Power Transmission to Thin-Film Devices
IMFEDK 2017, June 2017, to be published
- (8) Keisuke Tomioka, Kohei Miyake, Tokiyoshi Matsuda, and Mutsumi Kimura
Stimulus Performance of Thin-film Biological Stimulation Device
AM-FPD '17, July 2017, to be published
- (9) [招待講演] Mutsumi Kimura
Novel Application of Thin-Film Devices - Sensing Devices, Electronics Devices, etc -
IDMC '17, Sept. 2017, to be published

4. 本研究課題のキーワード

- | | | | |
|--------------|----------|----------|-------------|
| (1) 薄膜デバイス | (2) 完全埋込 | (3) 人工網膜 | (4) 無線電力伝送 |
| (5) In Virto | (6) 伝送効率 | (7) 電流刺激 | (8) In Vivo |